

# ECG SIGNAL QUALITY ANNOTATION

Vojtěch Waloszek

Bachelor Degree Programme (3), FEEC BUT

E-mail: xwalos01@stud.feec.vutbr.cz

Supervised by: Martin Vitek

E-mail: vitek@feec.vutbr.cz

**Abstract:** This paper presents eight methods for extracting signal quality features and threshold based algorithm that evaluates the ECG signal quality. Each signal sample is classified into one of the three defined ECG signal quality classes.

**Keywords:** ECG, quality annotation, quality features, feature extraction, thresholding.

## 1 ÚVOD

Automatické zpracování elektrokardiografických (EKG) záznamů je běžně užíváno nejen v klinické praxi. Správnost tohoto zpracování se však výrazně snižuje s přítomností různých druhů rušení pocházejícího z těla pacienta nebo z jeho okolí. K provedení spolehlivé automatické analýzy je proto nutné zajistit, aby pro analýzu nebyly používány signály s velkou úrovní rušení. Jednou z možností je filtrace signálu, která rušení odstraní nebo alespoň potlačí. Tímto způsobem ovšem zároveň dojde k deformaci a tím poškození celého signálu. Druhou možností, které se věnuje tento článek, je anotace kvality EKG. Ta na základě extrakce příznaků a rozhodovacích pravidel určí, zda lze signál následně pro automatickou analýzu použít či nikoli. V rámci této práce byla realizována metoda anotace kvality signálu EKG v reálném čase, která využívá pět příznaků získaných výpočtem ze signálu a šestý příznak vypočtený z akcelerometrických dat.

## 2 EXTRAKCE PŘÍZNAKŮ

Anotace kvality EKG je prováděna na základě kvalitativních příznaků, které je nutné ze signálu extrahovat. Inspirací byly zejména články I. Jekova a kol. [1], a B. Moody a kol. [2]. Využity byly také data z akcelerometru, která byla snímána zároveň s EKG záznamem. V této kapitole jsou představeny jednotlivé příznaky a to, jak příznaky reagují na rušení, jejichž přítomnost mají odhalit. Všechny příznaky jsou získávány v reálném čase. Příznaky byly testovány na datech získaných měřením pomocí zařízení eMotion Faros 180°, které kromě EKG zaznamenávalo také zrychlení.

Realizované metody pro získávání příznaků jsou výpočetně nenáročné. Kombinací několika jednoduchých pravidel je možné správně detekovat většinu nekvalitních signálů [3]. Pro využití v nositelných zařízeních, na která tato práce cílí, je výpočetní náročnost spojená se spotřebou baterie. Použití výpočetně příliš náročných algoritmů vede ke zvýšení spotřeby energie. Záměrně nebyly využity příznaky, k jejichž extrakci je nutné použít detektor QRS komplexů nebo R-kmitů. Navrhnout spolehlivý detektor R-kmitů není snadné a příznaky by byly spolehlivé jen do té míry, do jaké je spolehlivý detektor.

### 2.1 DETEKCE KONSTANTNÍCH ÚSEKŮ

Plovoucím oknem délky 1 s jsou vyhledávány úseky s nulovou první diferencí. Pokud je tento příznak pozitivní, pak signál obsahuje konstantní úsek delší než 1 s. Tento příznak by měl reagovat na situaci, kdy není připojena elektroda. Při testování signálu, kdy nebyla připojena elektroda, vyšlo najevo, že signál není nulový ani konstantní, ale obsahuje vysokofrekvenční rušení malého rozsahu. Tento příznak nelze použít, neboť reaguje pouze na situaci, kdy je signál saturován a je tedy konstantní.

## 2.2 ANALÝZA ROZSAHU

V plovoucím okně délky 1 s se určuje maximální výchylka, která se považuje za rozsah v daném okně. Je-li hodnota rozsahu nižší než 0,4 mV, může se jednat o nepřipojenou elektrodu nebo špatný kontakt elektrody s kůží. Naopak rozsah vyšší než 12 mV je příliš velký, může být způsoben velkým driftem nebo vysokými špičkovými impulzy. Tato pravidla vymezují rozsah signálu, který ještě považujeme za dobrý. Rozsah běžného EKG signálu je do 5 mV. Při testování příznaku vyšlo najevo, že odhalí úsek s nepřipojenou elektrodou a také velké výkyvy signálu.

## 2.3 NÍZKOFREKVENČNÍ RUŠENÍ

Pro získání úrovně nízkofrekvenčního rušení (drift) je použit Butterworthův filtr šestého řádu – dolní propust s mezní frekvencí 1 Hz. Filtrace probíhá v plovoucím okně délky 5 s, sousední okna se jednu sekundu překrývají. Bez překryvu docházelo na začátku každého okna k poklesu úrovně nízkofrekvenčního signálu a signály sousedních oken na sebe plynule nenavazovaly.

Příznak reaguje na pomalé změny v signálu. Reakce je mírně zpožděná. Pro anotaci kvality EKG využijeme rozsah tohoto signálu v plovoucím okně.

## 2.4 ODHAD SNR PRO VYSOKOFREKVENČNÍ SLOŽKY EKG

Tento příznak by měl nalézt úseky EKG s vysokou úrovní šumu na vyšších frekvencích (od 20 Hz), jako elektromyografické rušení, případně síťové rušení. Jde o odhad SNR tohoto signálu. Předzpracování probíhá Butterworthovu horní propustí šestého řádu s mezní frekvencí 20 Hz. Okno délky 3 s je rozděleno na 15 úseků dlouhých 200 ms. V každém úseku se počítá RMS. Následně se vybere úsek s nejvyšším RMS, který reprezentuje vysokofrekvenční obsah komplexu QRS, a úsek s nejnižším RMS, který reprezentuje vysokofrekvenční obsah úseku signálu mezi vlnami T a P. SNR je v daném okně dáno podílem maximálního a minimálního RMS. Okno se posunuje vždy o délku jednoho úseku a tím vznikne křivka odhadu SNR. Při testování příznak reagoval na zhoršení kvality signálu dobře, ovšem s mírným zpožděním.

## 2.5 VÝPOČET ROZPTYLU V KRÁTKÉM OKNĚ

Pro sledování rychlých změn v signálu je počítán rozptyl ve velmi krátkém okně délky 64 ms. Okno se posunuje po 32 ms. V každém okně se vypočte rozptyl hodnot napětí. Tento příznak by měl reagovat na rychlé změny v signálu. Při testování však vyšlo najevo, že rozptyl vysokofrekvenčního rušení je malý v porovnání s rozptylem většiny komplexů QRS. U jednotlivých komplexů QRS jsou také velké rozdíly rozptylu a rozptyl vln T je na podobné úrovni jako rozptyl v zašuměném signálu. Tento příznak se k hodnocení kvality nebude dále využívat.

## 2.6 SÍŤOVÉ RUŠENÍ

Síťové rušení má v Evropě frekvenci v úzkém pásmu kolem 50 Hz. Pro předzpracování signálu je použita pásmová propust s mezní frekvencí 48 a 52 Hz. Jedná se o Butterworthův filtr 6. řádu okně délky 5 sekund s překryvem 1 s. V těchto oknech se v úsecích dlouhých 200 ms počítá  $RMS_{50}$  filtrovaného signálu.  $RMS_{50}$  představuje míru energie signálu v úzkém pásmu 48 až 52 Hz. Příznak byl otestován na uměle zašuměném signálu a síťové rušení odhalil spolehlivě.

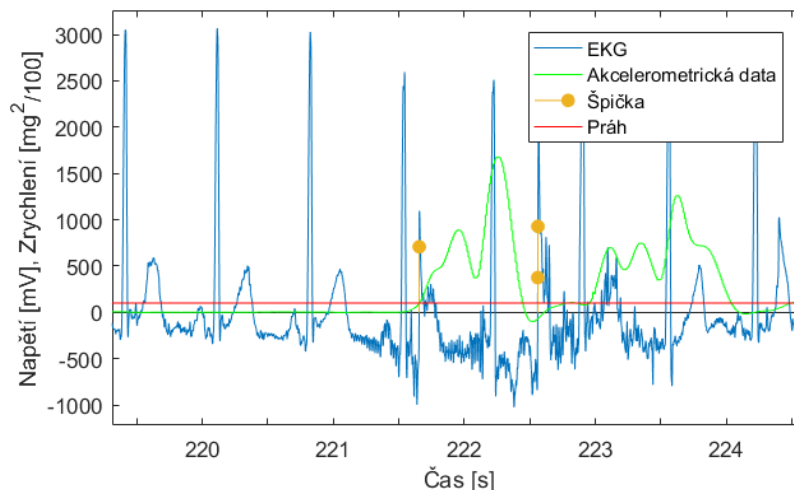
## 2.7 ŠPIČKOVÉ ARTEFAKTY

Výskyt špičkových artefaktů odhaluje pravidlo maximální rychlosti stoupání/klesání napětí. Nejvyšší naměřená rychlost změny napětí v EKG je 400  $\mu V/ms$  (u fetálního EKG) [1]. Je počítána první diference signálu, která představuje rychlost změny napětí mezi sousedními vzorky. Špičkový artefakt je detekován, pokud první diference překročí práh odpovídající 500  $\mu V/ms$ . Na obrázku 1 vidíme tři detekované vzorky s nadprahovou diferencí označující výskyt špičkových artefaktů.

## 2.8 DATA Z AKCELEROMETRU

Informace o zrychlení získané pomocí zařízení eMotion Faros 180° by měly korelovat s pohyby pacienta, tedy s nízkofrekvenčním pohybovým rušením a elektromyografickým rušením. Akcelerometry na zařízení Faros měří zrychlení ve třech osách. Při snímání EKG je zařízení upevněno u pravé klíční kosti. Zrychlení v ose  $x$  je pozitivní při zrychlení směrem dolů, v ose  $y$  směrem doprava, v ose  $z$  směrem dopředu.

Signály ze tří os akcelerometru jsou spojeny do jediného, který vyjadřuje prostorové zrychlení (odmocnina ze sumy kvadrátů jednotlivých os). Tento je pak filtrován pásmovou propustí o mezích frekvencích 0,5 Hz a 20 Hz. Následně se vypočítá obálka signálu, která je pak použita jako příznak kvality. Na obrázku 1 je znázorněna reakce tohoto příznaku na zhoršení kvality signálu a práh, po jehož překročení je signál zařazen do 2. třídy kvality.



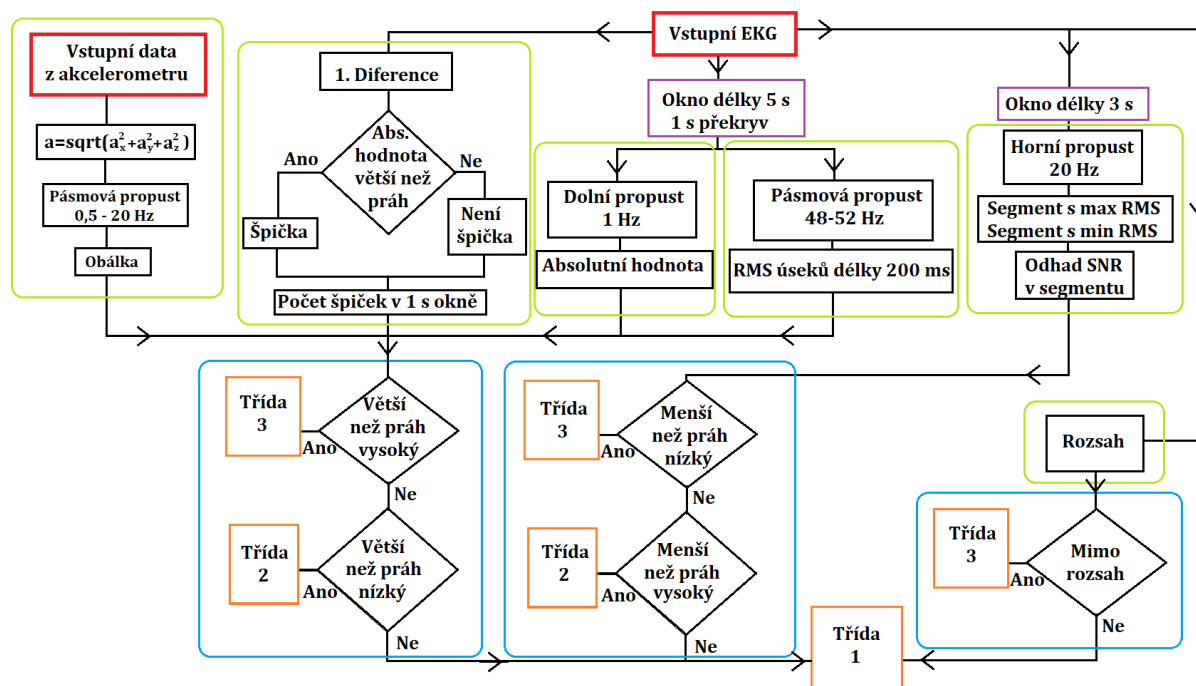
**Obrázek 1:** Reakce příznaku vypočteného z akcelerometrických dat na zhoršení kvality signálu spolu s vyobrazením detekovaných špiček.

## 3 ANOTACE KVALITY

Kvalita signálu EKG je dělena do tří tříd. První třída obsahuje signály, které jsou vhodné pro kompletní rozměření signálu. Signály ve druhé třídě nelze spolehlivě rozměřit, ale stále lze spolehlivě detekovat komplexy QRS. Třetí třída obsahuje signály, kde nelze spolehlivě detekovat ani komplexy QRS. V této kapitole je popsán algoritmus, který byl použit pro vyhodnocení všech kvalitativních příznaků současně. Výsledky algoritmu byly porovnány s anotacemi třech lidských expertů.

### 3.1 ALGORITMUS

Pro anotaci kvality na základě získaných příznaků bylo využito algoritmu prahování. V plovoucím okně délky 1 s algoritmus porovnává, zda některý z příznaků nepřekročil jeden z prahů. Pro každý příznak jsou určeny dva prahy, jejichž překročení zařadí signál do druhé nebo třetí třídy kvality. Pokud není ani jeden z prahů překročen, je signál zařazen do třídy 1. Prahby byly nastaveny nejprve heuristicky, a následně byl na signálu délky 5000 s analyzován vliv změn hodnot jednotlivých prahů na výsledky anotace. Finální prahové hodnoty byly nastaveny podle nejlepších dosažených výsledků následovně: pro drift 300 mV a 10000 mV, pro brum 100 mV a 1000 mV, pro zrychlení 10000 mg<sup>2</sup> a 310000 mg<sup>2</sup>, pro SNR 2 a 11. V případě přítomnosti špiček je prahován počet detekovaných špiček v okně, prahy jsou 2 a 11 špiček. Prahby pro rozsah zařazují signál jen do 1. nebo 3. třídy, pro 1. třídu musí být rozsah v rozmezí 0,4 – 12 mV. Pokud kterýkoli příznak překročí práh alespoň v jednom vzorku do 3. třídy kvality, je výsledek anotace okna 3. třída, totéž platí i pro 2. třídu. Je-li celé okno pod prahy, pak je okno ve třídě 1. Na obrázku 2 je znázorněno blokové schéma znázorňující princip extrakce jednotlivých příznaků (zeleně), fungování rozhodovacích pravidel (modře) a výslednou anotaci pro daný úsek signálu (oranžově).



**Obrázek 2:** Schéma představené metody anotace kvality EKG.

### 3.2 TESTOVÁNÍ ALGORITMU

Úspěšnost anotace výše popsanou metodou byla testována na jiném signálu délky 5000 s. Anotace získané algoritmem byly porovnány s anotacemi lidských expertů. Signál délky 5000 s obsahuje pět milionů vzorků, z nichž 2 094 711 vzorků bylo zařazeno do třídy 1 algoritmem i lidmi, 1 936 004 vzorků bylo shodně zařazeno do třídy 2 a 61 995 vzorků do třídy 3. Anotace vypočtená tímto algoritmem se shoduje s anotací lidskými experty v 81,94 % vzorků testovaného signálu. Míra shody se vypočítá jako podíl počtu vzorků zařazených oběma způsoby anotace do stejných tříd a počtu všech vzorků, tedy  $(2\,094\,711 + 1\,936\,004 + 61\,995) / 4\,995\,001$ .

## 4 ZÁVĚR

V rámci této práce bylo realizováno osm metod pro získání příznaků kvality ze signálu EKG. Šest z těchto příznaků vylo následně využito v rozhodovacích pravidlech zařazujících úseky signálu EKG do jednotlivých tříd kvality. Tento rozhodovací algoritmus dosáhl významné shody s anotacemi provedenými lidskými experty.

## REFERENCE

- [1] JEKOVA, Irena, Ivaylo CHRISTOV, Roger KRASTEVA a Vessela KRASTEVA. Threshold-based system for noise detection in multilead ECG recordings. *Physiological Measurement*. 2012, 33(9), 1463–1477. DOI: 10.1088/0967-3334/33/9/1463.
- [2] MOODY, Benjamin E. Rule-based methods for ECG quality control. *Computing in Cardiology* [online]. 2011, 38, 361-363 [cit. 2018-12-24]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org.ezproxy.lib.vutbr.cz/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6164577&isnumber=6164486>
- [3] SATIJA, Udit, Barathram RAMKUMAR a M. MANIKANDAN. A Review of Signal Processing Techniques for Electrocardiogram Signal Quality Assessment. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*. 2018, 11, 36-52. DOI: 10.1109/RBME.2018.2810957.